

**PULSE DETECTION DEVICE**

Patent Number: JP8215163  
Publication date: 1996-08-27  
Inventor(s): ATSUMI BUNJI  
Applicant(s): TOYOTA MOTOR CORP  
Requested Patent: ☐ JP8215163  
Application Number: JP19950020796 19950208  
Priority Number(s):  
IPC Classification: A61B5/0245  
EC Classification:  
Equivalents:

---

**Abstract**

---

**PURPOSE:** To increase the SN ratio of a detection signal, and thereby enhance accuracy for pulse detection by providing a plurality of pulse detection means for a detection section, and selecting a detection signal high in a SN ratio out of a plurality of detection signals from a plurality of the pulse detection means.

**CONSTITUTION:** Detection signals from pressure sensors 16a through 16i provided for the insides of a plurality of air chambers 15 in a detection section 10 are amplified by amplifiers 39a through 39i so as to be forwarded to a microcomputer 40 acting as a selection means. Since the abutting position is different a little slightly by each sensor when the pressure sensors 16a through 16i abut against the wrist 30 of a testee, each wave form of the detection signals from the pressure sensors 16a through 16i is quite different. The microcomputer 40 selects the pressure sensor exhibiting the maximum SN ratio by processing a sensor selection, analyzes the detection signal of the selected pressure sensor, and measures the number of heart beats and the time between pulses thereafter. Furthermore, the measurement of consciousness such as the wakening degree of the testee and the like, and evaluation concerned are performed by analyzing the time series data of the time between pulses.

---

Data supplied from the esp@cenet database - 12

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-215163

(43) 公開日 平成8年(1996)8月27日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 5/0245

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 5/02

技術表示箇所

3 2 0 B

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願平7-20796

(22) 出願日 平成7年(1995)2月8日

(71) 出願人 000003207

トヨタ自動車株式会社

愛知県豊田市トヨタ町1番地

(72) 発明者 渥美 文治

愛知県豊田市トヨタ町1番地 トヨタ自動車株式会社内

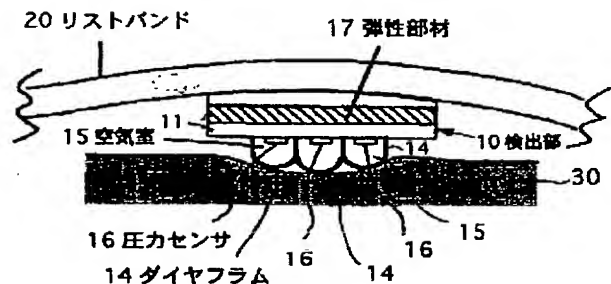
(74) 代理人 弁理士 伊東 忠彦

(54) 【発明の名称】 脈拍検出装置

(57) 【要約】

【目的】 本発明は、脈拍検出装置に関し、検出信号の S N 比が向上し、脈拍検出の精度が向上することを目的とする。

【構成】 脈拍検出装置は、被験者の身体に装着手段によって装着され、心拍による身体の脈拍を検出部の脈拍検出手段で検出する。検出部は、複数の脈拍検出手段を有し、選択手段は複数の脈拍検出手段夫々の検出信号のうち S N 比が高い検出信号を脈拍測定用を選択する。



1

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被験者の身体に装着手段によって装着され、心拍による身体の脈拍を検出部の脈拍検出手段で検出する脈拍検出装置において、

上記検出部は、複数の脈拍検出手段を有し、

上記複数の脈拍検出手段夫々の検出信号のうちSN比が高い検出信号を脈拍測定用に選択する選択手段を有することを特徴とする脈拍検出装置。

【請求項2】 被験者の身体に装着手段によって装着され、心拍による身体の脈拍を検出部の脈拍検出手段で検出する脈拍検出装置において、

上記装着された検出部の身体に対する押圧力を調整する押圧力調整手段と、

上記脈拍検出手段の検出信号のSN比が高くなるよう上記押圧力調整手段の押圧力を可変制御する押圧力制御手段とを有することを特徴とする脈拍検出装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は脈拍検出装置に関し、被験者の脈拍動を検出する脈拍検出装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、被験者の手首にバンドで装着し、被験者の手首の脈拍動を圧力センサによって検出する脈拍検出装置がある。例えば、特開平5-31085号公報には、手首に当接される感圧部材に複数の突起が設け、各突起の周囲に規制壁を設け、締め付け具合に関係なく一定圧力で突起を手首に当接させる構成が開示されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】手首のとう骨動脈の脈拍動を計測する場合、感圧部を正確にとう骨動脈上に当接させなければいけない。従来の脈拍検出装置は単一の感圧部材に複数の突起を設けているため、いずれか1つの突起がとう骨動脈上に当接していても、他の複数の突起はとう骨動脈上からはずれている。

【0004】この複数の突起の圧力変化が1つの感圧部材に伝達されて電気信号に変換されるため、とう骨動脈に当接した突起の圧力変化に他の複数の突起の圧力変化が加わり、感圧部材で得られる信号はノイズ成分が多く、SN比が悪いという問題があった。

【0005】本発明は、上記の点に鑑みなされたもので、複数の脈拍検出手段の検出信号からSN比が良好な検出信号を選択することにより、又は脈拍検出手段の身体に対する押圧力を可変制御することにより、検出信号のSN比が向上し、脈拍検出の精度が向上する脈拍検出装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】請求項1に記載の発明は、被験者の身体に装着手段によって装着され、心拍による身体の脈拍を検出部の脈拍検出手段で検出する脈拍

2

検出装置において、上記検出部は、複数の脈拍検出手段を有し、上記複数の脈拍検出手段夫々の検出信号のうちSN比が高い検出信号を脈拍測定用に選択する選択手段を有する。

【0007】請求項2に記載の発明は、被験者の身体に装着手段によって装着され、心拍による身体の脈拍を検出部の脈拍検出手段で検出する脈拍検出装置において、上記装着された検出部の身体に対する押圧力を調整する押圧力調整手段と、上記脈拍検出手段の検出信号のSN比が高くなるよう上記押圧力調整手段の押圧力を可変制御する押圧力制御手段とを有する。

【0008】

【作用】請求項1に記載の発明においては、検出部に複数の脈拍検出手段を有し、複数の脈拍検出手段夫々の検出信号のうちSN比が高い検出信号を脈拍測定用に選択するため、装着時の位置合わせを簡単にできてSN比の良好な検出信号を得ることができ、更に装着後の位置ずれが生じてでもSN比の良好な検出信号を得ることができ

【0009】請求項2に記載の発明においては、装着された検出部の身体に対する押圧力を調整する押圧力調整手段と、脈拍検出手段の検出信号のSN比が高くなるよう上記押圧力調整手段の押圧力を可変制御する押圧力制御手段とを有するため、脈拍検出手段の身体に対する押圧力を適正な強さとすることができ、これにより検出信号のSN比が向上する。

【0010】

【実施例】図1及び図2夫々は本発明装置の第1実施例の検出部の断面図、斜視図を示す。図1及び図2において、検出部10は装着手段としてのリストバンド20に取り付けられている。検出部10の基板11の一面には弾性材のダイヤフラム14によって複数の（例えば9個）の空気室15が隣接して設けられている。各空気室15内には脈拍検出手段としての圧力センサ16が収納されている。基板11はゴム又はスポンジ等の弾性部材17を介在させてリストバンド20に固着されている。

【0011】上記の検出部10は図1に示す如く、被験者の手首30のとう骨動脈位置あたりに当接するよう、リストバンド20によって装着される。各圧力センサ16が収納されている空気室15の容積Vが脈圧により $\Delta V$ だけ変化すると、空気室15の圧力は $\Delta V/V$ に比例して変化するため、各圧力センサ16はこの圧力変化を電気信号に変換して出力する。検出部10の複数の空気室15内に設けられた圧力センサ16夫々の検出信号はリード線18を通して出力される。

【0012】図3は本発明装置の第1実施例のブロック図を示す。同図中、検出部10の複数の空気室15内に設けられた圧力センサ16a～16i夫々の検出信号はアンプ39a～39i夫々で増幅されて選択手段としてのマイクロコンピュータ40に供給される。

3

【0013】ここで、圧力センサ16a~16i夫々は被験者の手首30に当接するとき、センサ毎に当接位置が僅かに異なるため、圧力センサ16a~16i夫々の検出信号の波形は全て異なっている。このため、例えば、圧力センサ16aは図4(A)に示す如き波形の検出信号を出力し、圧力センサ16bは図5(A)に示す如き波形の検出信号を出力し、圧力センサ16iは図6(A)に示す如き波形の検出信号を出力する。

【0014】図7はマイクロコンピュータ40が実行するメイン処理の一実施例のフローチャートを示す。同図中、まずステップS20のセンサ選択処理によってSN比が最大の圧力センサを選択する。この後、ステップS30で上記選択した圧力センサの検出信号を解析して心拍数及び拍間時間を計測する。更に、ステップS40で拍間時間の時系列データを解析することにより被験者の覚醒度等の意識計測及び評価を行う。この後、ステップS30に進み、ステップS30、S40の心拍計測処理、意識計測及び評価処理を繰り返す。

【0015】図8はステップS20のセンサ選択処理の詳細なフローチャートを示す。同図中、ステップS21では圧力センサ毎に、所定期間(例えば数秒~数十秒)における検出信号のヒストグラムを計測する。これによって図4(A)の検出信号では同図(B)に示すヒストグラムが得られ、図5(A)の検出信号では同図(B)に示すヒストグラムが得られ、図6(A)の検出信号では同図(B)に示すヒストグラムが得られる。

【0016】次にステップS22で、圧力センサ毎に、ヒストグラムの最大頻度の電圧である最頻値と、ヒストグラムの低い電圧からの累積度数が95%の電圧である95%値とを算出する。この後、ステップS23で、圧力センサ毎に、95%値/最頻値を演算し、これを各圧力センサのSN比とする。次にステップS24でSN比つまり95%値/最頻値が最大の圧力センサを選定して処理を終了する。

【0017】検出部10の複数の圧力センサ16a~16iのうち、とう骨動脈に当接している圧力センサの検出信号は図6(A)に示す如く、他の圧力センサの検出信号(図4(A)又は図5(A))に比べるとSN比が高く、かつ最頻値/95%値が高い。このため、図7のステップS20ではSN比が最大の圧力センサが選択され、以降の心拍計測処理S30、S40では選択されたSN比が最大の圧力センサの検出信号を用いて処理が行われる。

【0018】つまり、圧力センサ16a~16iのうちいずれかがとう骨動脈に当接すれば良いため、検出部15を手首に装着する際の位置合わせを大まかに行うことができ、SN比の高い圧力センサの検出信号を心拍計測に用いるため心拍計測の精度が向上し、意識計測及び評価の精度が向上する。

【0019】図9はマイクロコンピュータ40が実行す

4

るメイン処理の他の実施例のフローチャートを示す。同図中、図7と同一ステップには同一符号を付す。図9において、まずステップS20のセンサ選択処理によってSN比が最大の圧力センサを選択する。この後、ステップS30で上記選択した圧力センサの検出信号を解析して心拍数及び拍間時間を計測する。更に、ステップS40で拍間時間の時系列データを解析することにより被験者の覚醒度等の意識計測及び評価を行う。この後、ステップS20に進み、ステップS20、S30、S40のセンサ選択処理、心拍計測処理、意識計測及び評価処理を繰り返す。

【0020】この実施例では繰り返しセンサ選択処理を行うため、検出部10を手首に装着した後、時間が経過して検出部10がずれてきた場合も、SN比の高い圧力センサの検出信号を心拍計測に用いることができる。この場合、計測を行う心拍間隔は0.5sec~1.0sec程度であるので、この間にセンサ選択処理を実行することは十分に可能である。なお、この他にも例えば数分等の所定時間を経過する毎にセンサ選択処理を割込みルーチンとして実行しても良い。

【0021】ところで、リストバンドによって検出部を手首のとう骨動脈位置に装着する際に、検出部を手首に押しつける押圧力によって圧力センサの検出信号波形が異なる。例えば押圧力が弱いとき、検出信号は図14(A)に示す如く脈圧によるレベルが小さくなってSN比が悪くなる。また押圧力が強すぎるとき、検出信号は図14(C)に示す如く脈圧によるレベルが過大になると共にノイズのレベルも大きくなってSN比が悪くなる。これに対して押圧力が適正なとき、検出信号は図14(B)に示す如く脈圧によるレベルが大きく、かつノイズのレベルが小さく、SN比が良好である。

【0022】このため、検出部を手首に押しつける押圧力を適正な値に調整しようとするのが次に説明する第2実施例である。図10及び図11は本発明装置の第2実施例の斜視図、断面図を示す。図10及び図11において、検出部50は装着手段としてのリストバンド60に取り付けられている。検出部50の基板51の一面にはダイヤフラム54が設けられ、このダイヤフラム54によって形成された空気室55内に脈拍検出手段としての圧力センサ56が収納されている。基板51はゴム又はスポンジ等の弾性部材57を介在させてリストバンド60に固着されている。

【0023】リストバンド60の検出部50の取り付け面にはゴム等の弾性材の空気袋61が取り付けられている。押圧力調整手段としての空気袋61はエアホース62によりエアポンプ63と連通されており、このエアポンプ63からエアホース62を通して空気を導入される。この空気袋61の空気圧は空気袋圧力センサ65により検出される。

【0024】ここで、検出部50及び空気袋61は図1

5

2に示す如く、被験者の手首70のとう骨動脈71の位置あたりに当接するよう、リストバンド60によって装着される。そして、空気袋61の空気圧によって検出部50のダイヤフラム54が手首70に当接した状態で押圧される。圧力センサ56が収納されている空気室55の容積Vが脈圧により $\Delta V$ だけ変化すると、空気室55の圧力は $\Delta V/V$ に比例して変化するため、圧力センサ56はこの圧力変化を電気信号に変換して出力する。圧力センサ56の検出信号はリード線58を通して出力され、空気袋圧力センサ65の検出信号はリード線68を

【0025】図13は本発明装置の第2実施例のブロック図を示す。同図中、検出部10の空気室55内に設けられた圧力センサ56の検出信号はアンプ78で増幅されて押圧力制御手段としてのマイクロコンピュータ80に供給される。また、空気袋圧力センサ65で検出された空気袋61の空気圧の検出信号はアンプ79で増幅されてマイクロコンピュータ80に供給される。

【0026】マイクロコンピュータ80は駆動信号をエアポンプ63に供給して、エアポンプ63の駆動制御を行うと共に、エアポンプ63と空気袋61とを連通するエアホース62に設けられ空気袋61に空気を供給するバルブ81、及び空気袋61から空気を排出するバルブ82夫々の開閉制御を行う。

【0027】図15はマイクロコンピュータ80が実行するメイン処理の一実施例のフローチャートを示す。同図中、まず、ステップS60で空気袋圧力センサ65の検出信号を読み取って空気袋圧力計測を行う。この後、ステップS70で空気袋圧力を予め設定されている設定圧力と比較する。

【0028】空気袋圧力<設定圧力の場合はステップS80でエアポンプ63を駆動し、バルブ81を開成して空気袋圧力の加圧を行いステップS60に進む。また、空気袋圧力>設定圧力の場合はステップS85でバルブ82を開成して空気袋圧力の減圧を行いステップS60に進む。このステップS60～S85の実行により空気袋圧力は設定圧力となり、検出部50のダイヤフラム54は手首に一定かつ適正な押圧力で押圧される。

【0029】ステップS70で空気袋圧力が設定圧力となると、ステップS90に進み圧力センサ56の検出信号を解析して心拍数及び拍間時間を計測する。更に、ステップS100で拍間時間の時系列データを解析することにより被験者の覚醒度等の意識計測及び評価を行う。この後、ステップS70からステップS90に移行してから所定時間（例えば数分）を経過したか否かを判別し、所定時間を経過してなければステップS90に進み、ステップS90～S110を繰り返す。所定時間を経過するとステップS60に進み、空気袋圧力を設定圧力とした後、ステップS90に進む。

【0030】このようにして検出部50を手首70に押

6

圧する押圧力は適正な強さとされ、圧力センサ56の検出信号は図14(B)に示す如きSN比の良好なものとなり、心拍計測の精度が向上し、意識計測及び評価の精度が向上する。図16はマイクロコンピュータ80が実行するメイン処理の他の実施例のフローチャートを示す。同図中、図15と同一部分には同一符号を付す。図16において、まず、ステップS120で閾値の適正区間を演算する。この後、ステップS130で予め設定されている閾値 $TL^*$ をステップS120で求めた適正区間と比較する。

【0031】閾値 $TL^* >$ 適正区間の場合はステップS80でエアポンプ63を駆動し、バルブ81を開成して空気袋圧力の加圧を行いステップS120に進む。また、閾値 $TL^* <$ 適正区間の場合はステップS85でバルブ82を開成して空気袋圧力の減圧を行いステップS120に進む。このステップS80～S130の実行により閾値 $TL^*$ は適正区間内となり、検出部50のダイヤフラム54は手首に一定かつ適正な押圧力で押圧され、圧力センサ56の検出信号はSN比が良好となる。

【0032】図17はステップS120の適正区間演算処理の詳細なフローチャートを示す。同図中、ステップS122では所定期間（例えば数秒～十数秒）における圧力センサ56の検出信号のヒストグラムを計測する。これによって、図18(A)、図19(A)、図20(A)夫々に示す検出信号では同図(B)に示すヒストグラムが得られる。なお、図18(A)は検出部50の手首に対する押圧力が弱すぎる場合、図19(A)は押圧力が適正な場合、図20(A)は押圧力が強すぎる場合、夫々の波形を示している。

【0033】次にステップS124でヒストグラムの最頻値と95%値とを算出する。ステップS126では最頻値に、95%値と最頻値との差の $1/2$ を加算して適正区間の下限値を演算する。次にステップS128で95%値を適切区間の上限値として適正区間を設定して処理を終了する。

【0034】なお、図18(B)、図19(B)、図20(B)に夫々の適正区間を示す。ステップS130において図18(B)の例では閾値 $TL^*$ が95%値を越え適正区間内にないためステップS80による空気袋の加圧が行われ、図20(B)の例では閾値 $TL^*$ が最頻値未満で適正区間内にないためステップS85による空気袋の減圧が行われる。図19(B)の例では閾値 $TL^*$ が適正区間内にある。

【0035】ステップS130で閾値 $TL^*$ が適正区間内となると、ステップS90に進み圧力センサ56の検出信号を解析して心拍数及び拍間時間を計測する。更に、ステップS100で拍間時間の時系列データを解析することにより被験者の覚醒度等の意識計測及び評価を行う。この後、ステップS130からステップS90に移行してからの時間が所定時間（例えば数分）を経過し

7

たか否かを判別し、所定時間を経過してなければステップS90に進み、ステップS90～S110を繰り返す。所定時間を経過するとステップS120に進み、閾値 $TL^*$ を適正区間内とした後、ステップS90に進む。

【0036】このようにして、検出部50を手首70に押圧する押圧力は、検出部50の出力する検出信号がSN比が良好となる状態となる適正な強さに自動調整され、精度の良い心拍計測が可能となり、意識計測及び評価の精度が向上し、また装着が簡単となる。

【0037】なお、検出部50の代りに検出部10を用い、複数の圧力センサ16a～16iの検出信号のうちSN比が最も良い検出信号を選択する構成としても良いことは勿論である。

【0038】

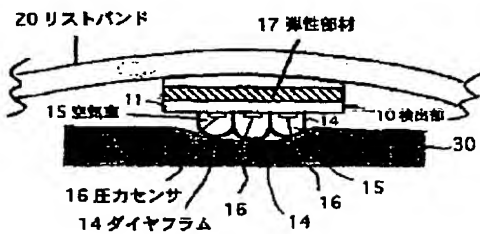
【発明の効果】請求項1に記載の発明によれば、検出部に複数の脈拍検出手段を有し、複数の脈拍検出手段夫々の検出信号のうちSN比が高い検出信号を脈拍測定用を選択するため、装着時の位置合わせを簡単にできてSN比の良好な検出信号を得ることができ、更に装着後の位置ずれが生じててもSN比の良好な検出信号を得ることができ、心拍計測の精度を向上できる。

【0039】請求項2に記載の発明によれば、装着された検出部の身体に対する押圧力を調整する押圧力調整手段と、脈拍検出手段の検出信号のSN比が高くなるよう上記押圧力調整手段の押圧力を可変制御する押圧力制御手段とを有するため、脈拍検出手段の身体に対する押圧力を適正な強さとすることができ、これにより検出信号のSN比が向上し、心拍計測の精度を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明装置の断面図である。

【図1】



8

【図2】本発明装置の斜視図である。

【図3】本発明装置のブロック図である。

【図4】本発明を説明するための図である。

【図5】本発明を説明するための図である。

【図6】本発明を説明するための図である。

【図7】メイン処理のフローチャートである。

【図8】センサ選択処理のフローチャートである。

【図9】メイン処理のフローチャートである。

【図10】本発明装置の斜視図である。

【図11】本発明装置の斜視図である。

【図12】本発明装置の断面図である。

【図13】本発明装置のブロック図である。

【図14】本発明を説明するための図である。

【図15】メイン処理のフローチャートである。

【図16】メイン処理のフローチャートである。

【図17】適正区間演算処理のフローチャートである。

【図18】本発明を説明するための図である。

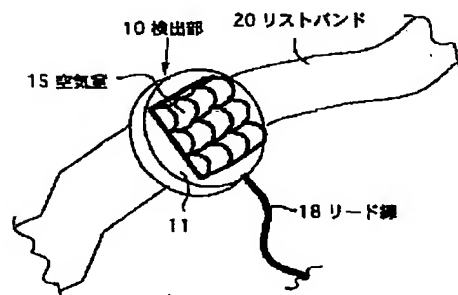
【図19】本発明を説明するための図である。

【図20】本発明を説明するための図である。

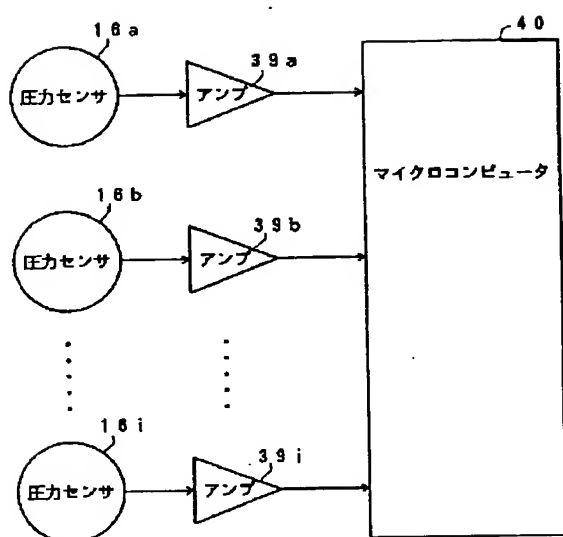
【符号の説明】

- 10, 50 検出部
- 14, 54 ダイアフラム
- 15, 55 空気室
- 16, 56 圧力センサ
- 20, 60 リストバンド
- 40, 80 マイクロコンピュータ
- 61 空気袋
- 62 エアホース
- 63 エアポンプ
- 30 65 空気袋圧力センサ
- 81, 82 バルブ

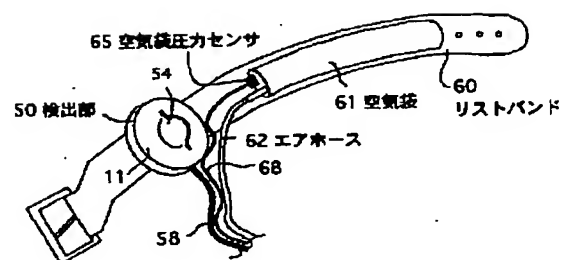
【図2】



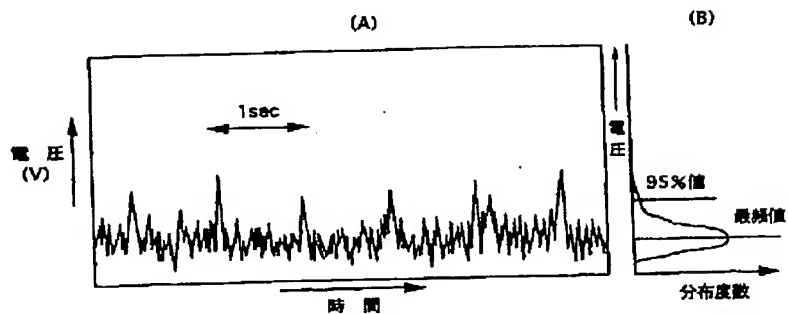
【図3】



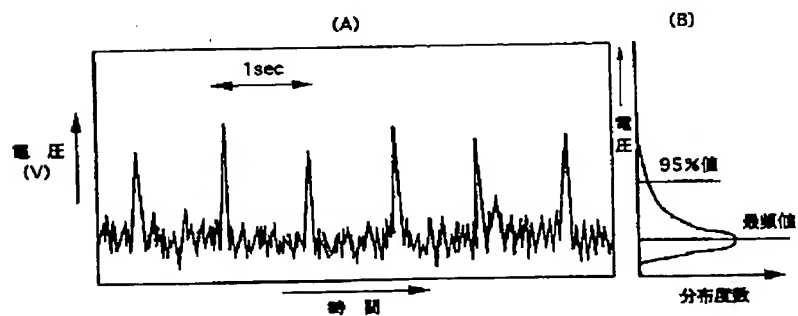
【図10】



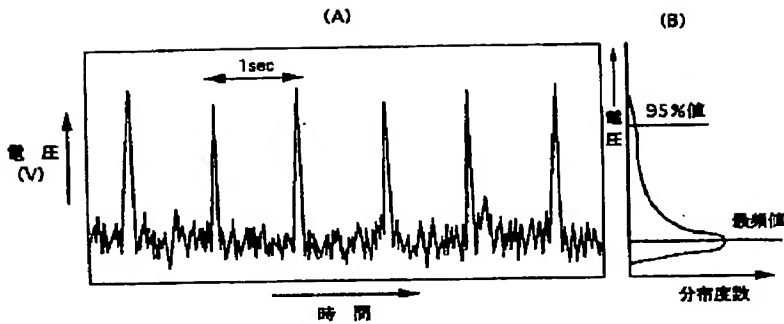
【図4】



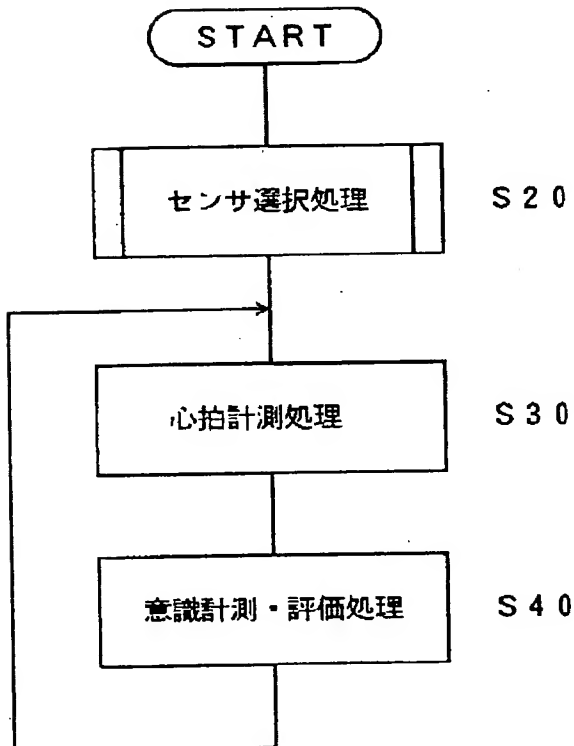
【図5】



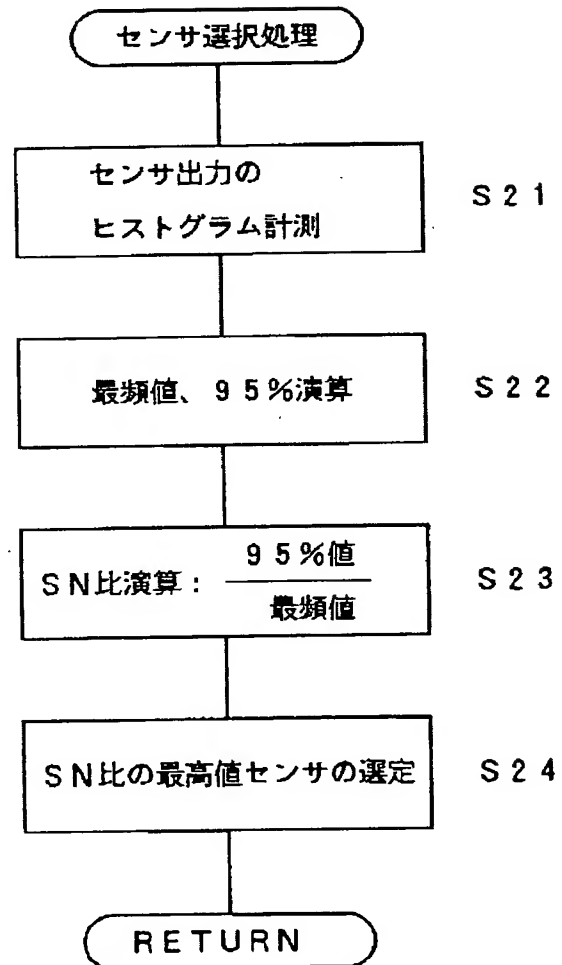
【図6】



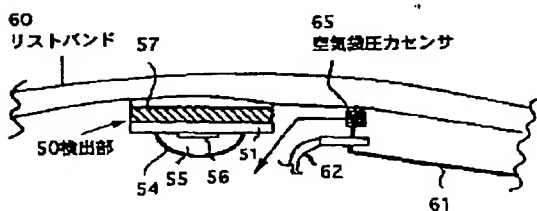
【図7】



【図8】

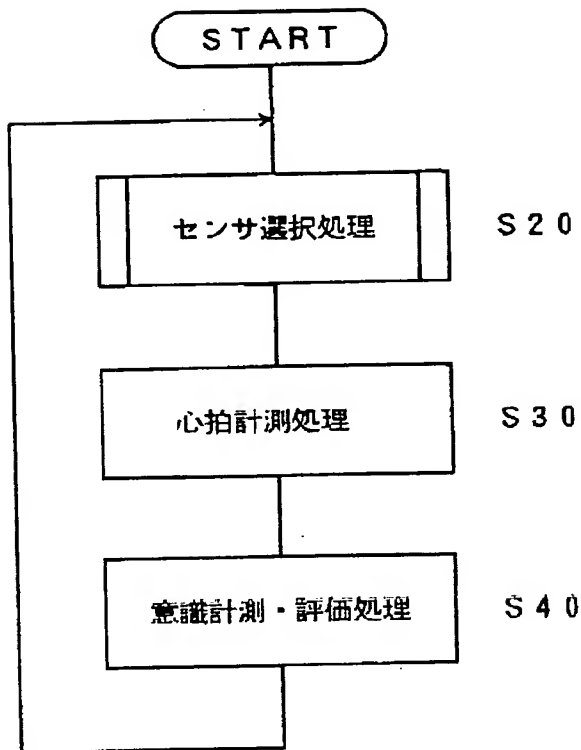


【図11】

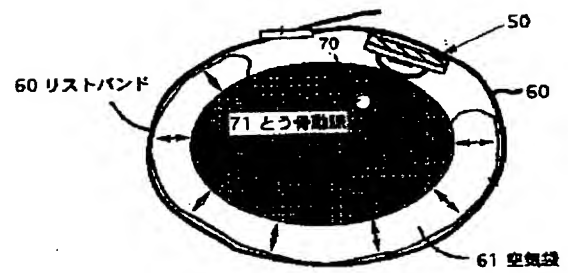




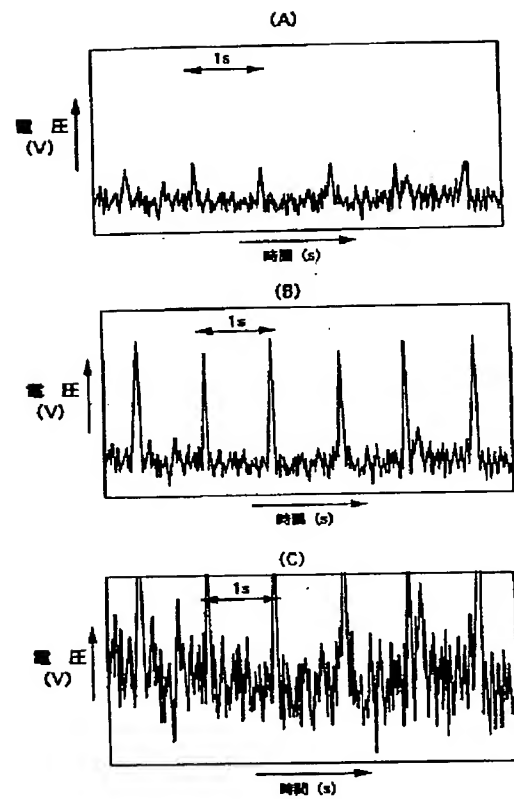
【図9】



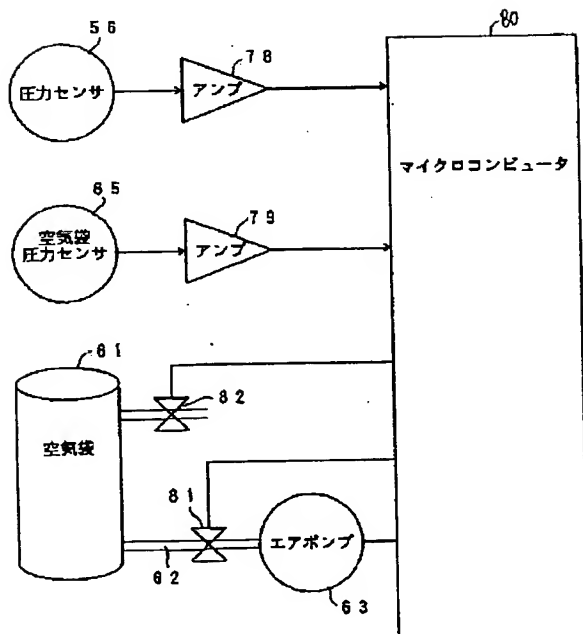
【図12】



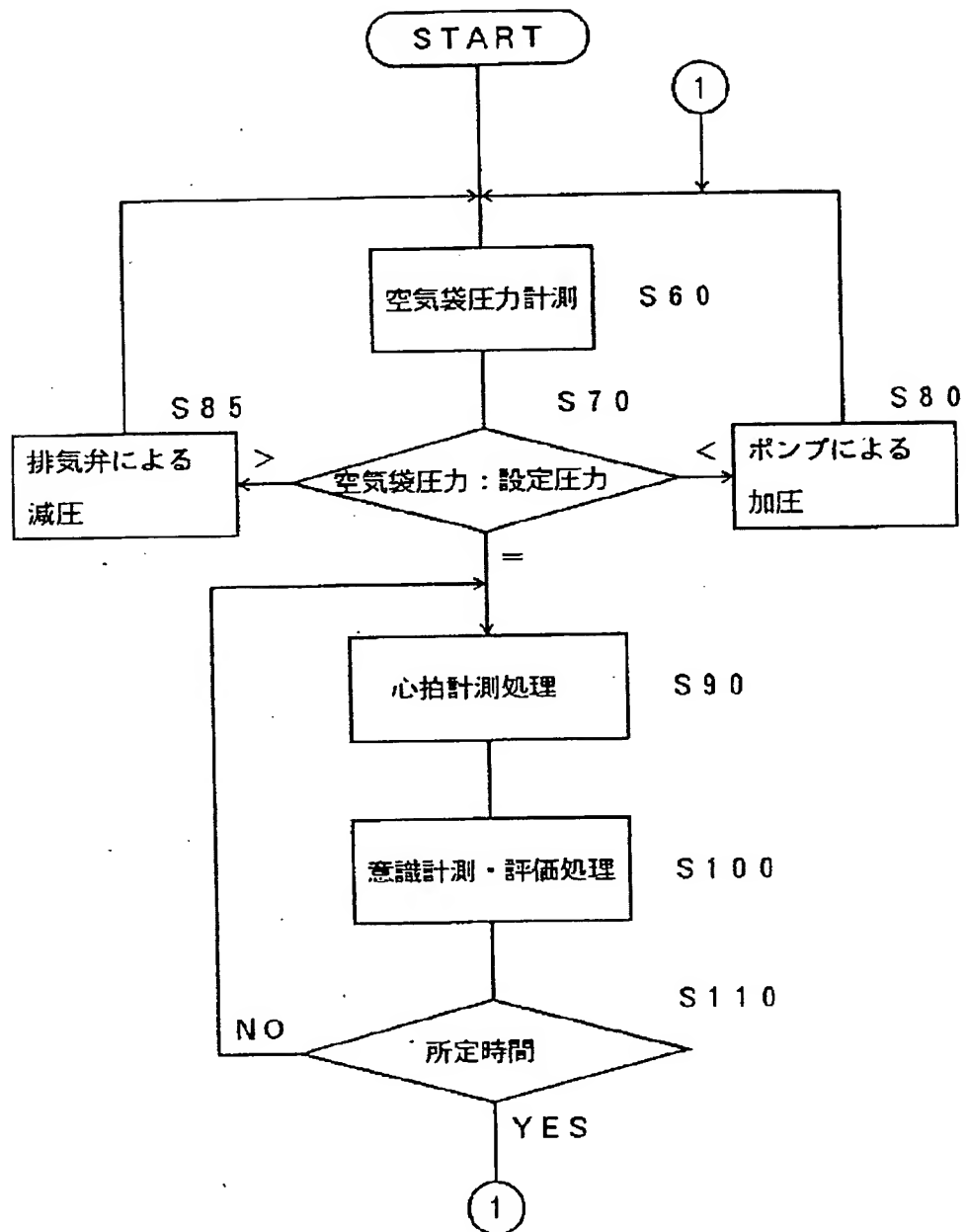
【図14】



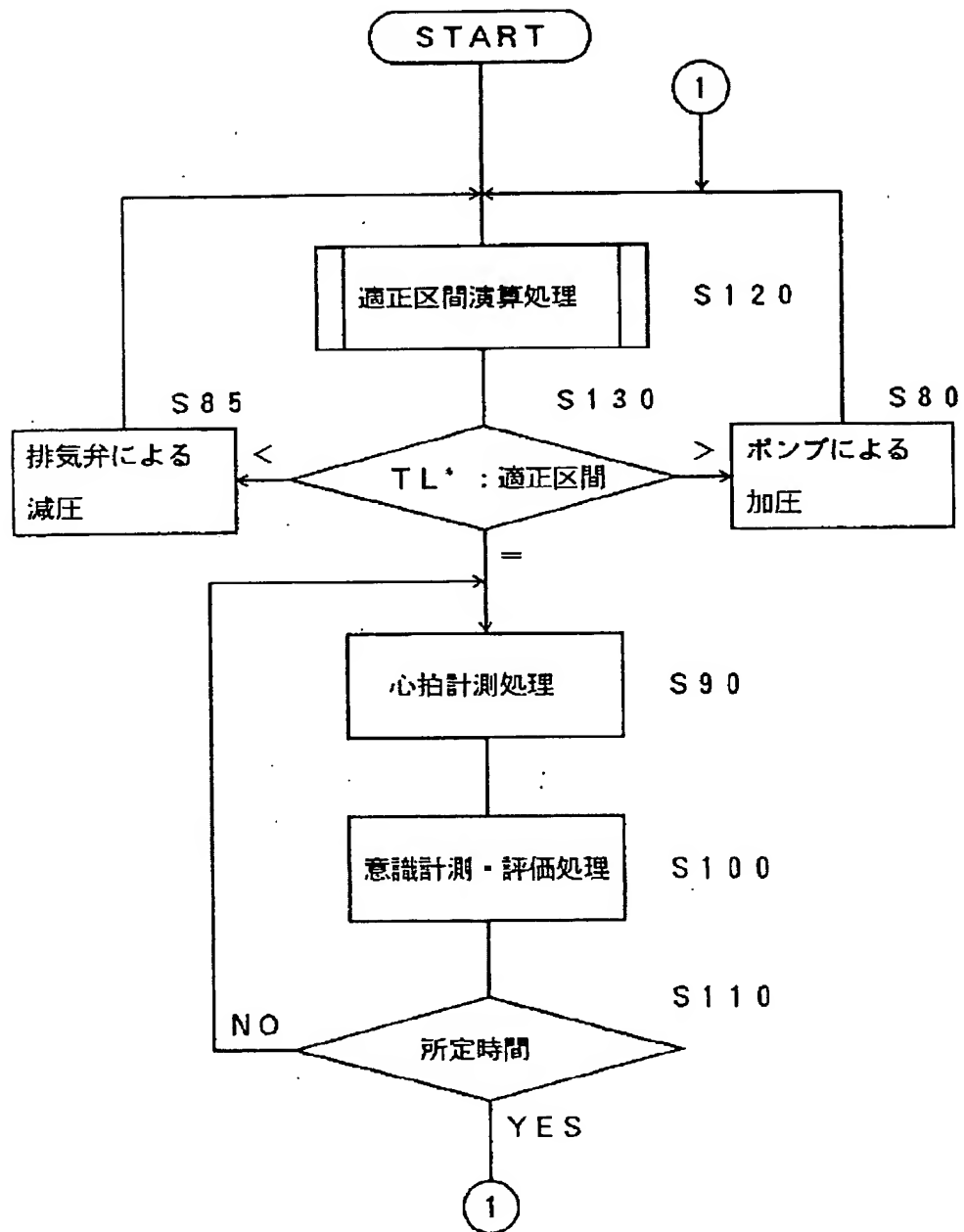
【図13】



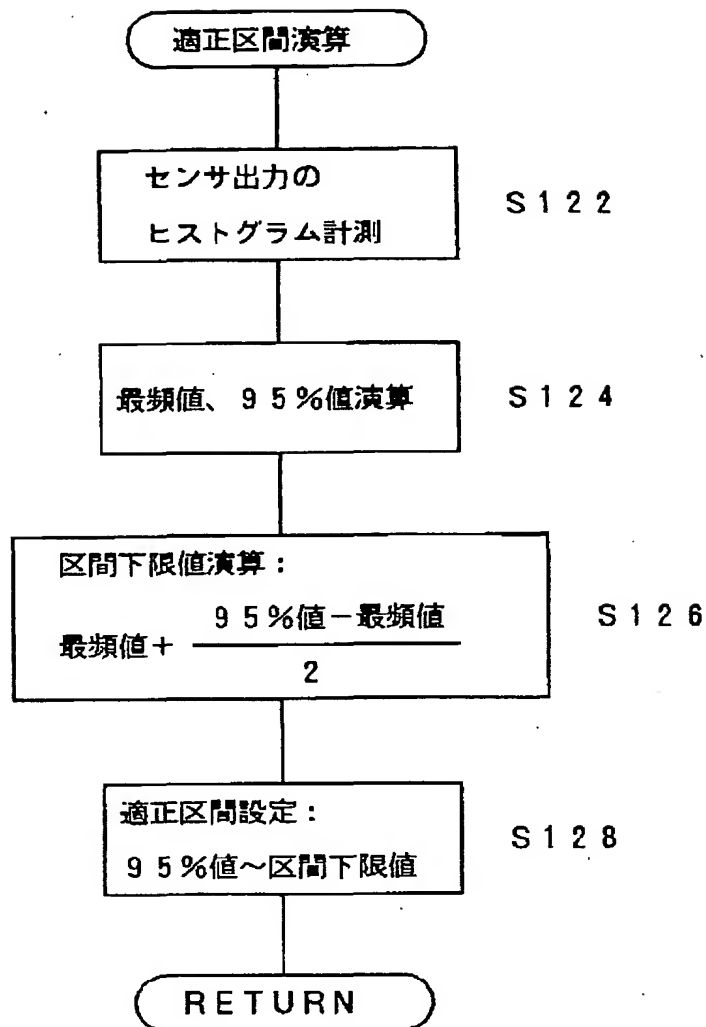
【図15】



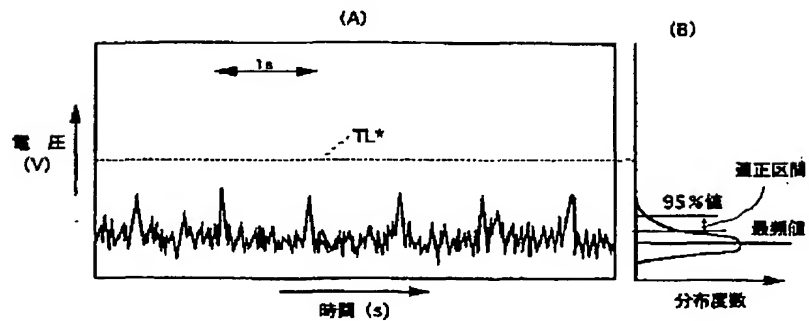
【図16】



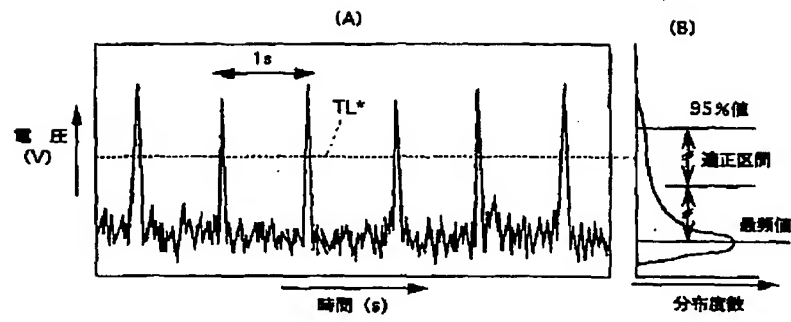
【図 17】



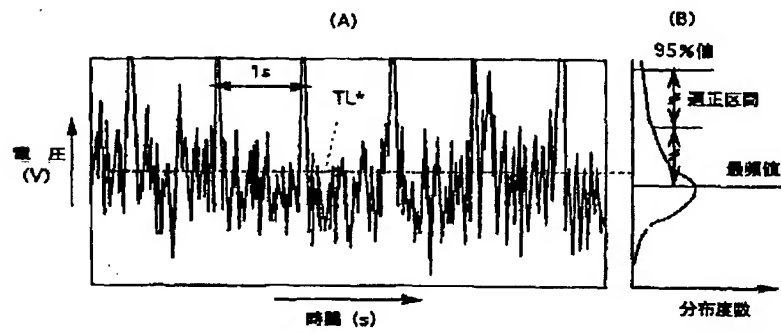
【図 18】



【図19】



【図20】



## SLEEPING DEVICE

Patent Number: JP6225864  
 Publication date: 1994-08-16  
 Inventor(s): YAMAUCHI YOSHIYUKI; others: 02  
 Applicant(s): MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD  
 Requested Patent: ☐ JP6225864  
 Application Number: JP19930017181 19930204  
 Priority Number(s):  
 IPC Classification: A61B5/11; A61B5/00  
 EC Classification:  
 Equivalents: JP2768196B2

### Abstract

**PURPOSE:** To improve the bed sore preventing effect by delicately detecting the body movement in response to portions of a human body while asleep.  
**CONSTITUTION:** A sleeping device is provided with multiple body movement detecting means 12a-12e stored in the bedding, a signal converting means 14 converting the output signals of the body movement detecting means 12a-12e, a memory means 20 storing the threshold values corresponding to positions of a sleeper, a judging means 21 comparing the outputs of the signal converting means 14 and the memory means 20 to judge the body movement, and a timer means 22 counting the continuous period in which fine body movement is judged to continue by the judging means 21. The body movement can be judged with high precision, and a bed sore is more effectively prevented.

Data supplied from the esp@cenet database - 12

(19)日本国特許庁(J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 ( A )

(11)特許出願公開番号

特開平6-225864

(43)公開日 平成6年(1994)8月16日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/11				
5/00	1 0 1 R	7831-4C		
		8825-4C	A 6 1 B 5/ 10	3 1 0 Z
		8825-4C		3 1 0 A

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 5 頁)

(21)出願番号 特願平5-17181

(22)出願日 平成5年(1993)2月4日

(71)出願人 000005821

松下電器産業株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(72)発明者 山内 美幸

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72)発明者 三木 正義

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72)発明者 荻野 弘之

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

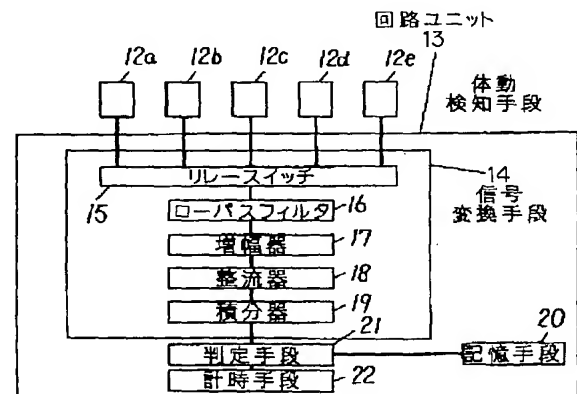
(74)代理人 弁理士 小鍛冶 明 (外2名)

(54)【発明の名称】 就寝装置

(57)【要約】

【目的】 就寝中の人体の各部位に応じてきめ細かく体動を検出し、床ずれ防止の効果を向上する。

【構成】 寝具11に内蔵された複数の体動検知手段12a~12eと、これら体動検知手段の出力信号を変換する信号変換手段14と、就寝者の各部位に対応する閾値を記憶した記憶手段20が設けられている。また、信号変換手段14と記憶手段20の出力とを比較して体動を判定する判定手段21と、この判定手段21により細体動と判定された継続時間を計時する計時手段22が設けられている。これによってより精度の高い体動の判定を行うことができ床ずれをより一層効果的に防止する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】寝具に設けられ就寝者の寝返りなどの粗体動と心拍や呼吸等の細体動とを検知する複数の体動検知手段と、前記体動検知手段のそれぞれの出力信号を処理する信号変換手段と、前記体動検知手段の各々に対応する閾値を記憶した記憶手段と、前記記憶手段に記憶された閾値と前記信号変換手段の出力値とを比較し前記寝具上の就寝者の体動が粗体動か細体動かを、または就寝者が存在しているか否かを判定する判定手段とからなる就寝装置。

【請求項2】複数の体動検知手段の各々に対応した判定手段の判定結果が細体動であった継続時間を計時し、前記判定手段で用いられた複数の閾値に応じて一定時間を超えると信号を出力する計時手段を設けた請求項1記載の就寝装置。

【請求項3】記憶手段に記憶された複数の閾値の設定を変更する設定値変更手段を設けた請求項1または、請求項2記載の就寝装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は床ずれ部位の報知を行う就寝装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】発明者らは、先にこの種の就寝装置として、複数の体動検知手段と制御手段を用いて就寝中の人の体動を検出し、体動を粗体動と細体動に判定して床ずれの報知を行う就寝装置を考案した。図6にそのブロック図を示す。この図に示すように、体動検知手段1a～1eによって検知された体動の信号は制御手段2のなかの比較器8において細体動の判断が行われていた。細体動の判定は体動検知手段の出力結果がある一定の範囲にあることを条件とされ、判定結果が出力されていた。これにより、細体動と判定された継続時間がタイマ9により計時され、結果が表示手段10に表示されることで床ずれ位置の報知をすることが可能になった。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】人体の体動の発生レベルは部位によって異なったり、体格等による個人差もある。床ずれは体動の生じない部位に生じるが、床ずれの生じ方も体動の発生状態や、時間等の条件によって異なる。しかしながら、上記従来技術の就寝装置では、制御手段の比較器において一定の閾値が設定されており、その判定基準を全身の各々の部位に同じように当用しているので、部分的に体動の判定に誤差が生じ、体動の生じない部分つまりは床ずれの位置について精度の高い報知ができないという課題があった。

【0004】本発明の第1の目的は、上記のように全身の各部位、つまりは複数の体動検知手段に対応した体動判定の閾値を用いて、より精度の高い体動の有無の判定を行い床ずれの部位が推定できる就寝装置を提供するこ

とにある。

【0005】本発明の第2の目的は、複数の体動検知手段に対応して細体動と判定された時間の継続を計時して、各々の体動検知手段で検知された細体動の判定の閾値のレベルに応じて計時時間が一定時間を超えると信号を出力し、床ずれに関して、時間と部位の情報を介護者に提供することにある。

【0006】本発明の第3の目的は、記憶された体動判定の閾値の設定を変更可能にして、個人差に対応したより精度の高い床ずれ部位の報知ができる就寝装置を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明は上記第1の目的を達成するために、寝具に設けた複数の体動検知手段と、前記体動検知手段の出力信号を処理する信号変換手段と、前記体動検知手段の各々に対応する閾値を記憶した記憶手段と、前記記憶手段に記憶された閾値をもとに前記信号変換手段の出力と比較して前記寝具上の人体の体動の有無を判定する判定手段とを設けたものである。

【0008】また、第2の目的を達成するために、前記複数の体動検知手段の各々に対応した前記判定手段の判定結果が細体動であった継続時間を計時し、前記判定手段で用いられた複数の閾値に応じて一定時間を超えると信号を出力する計時手段を設けたものである。

【0009】また、第3の目的を達成するために、前記記憶手段に記憶された複数の閾値の設定の変更を行う設定値変更手段を設けたものである。

【0010】

【作用】本発明は上記構成によって以下のように作用する。人体が寝具上に存在し、寝返りなどの粗体動や心拍、呼吸等の細体動を生じると寝具に設けた複数の体動検知手段によって体動が検出され信号が出力される。この複数の出力信号は信号変換手段により各々信号処理される。そして記憶手段により各々の部位に対応した閾値が出力され、これを用いて判定手段において体動の判定が行われる。

【0011】また、粗体動のない時間、つまりは細体動の継続時間を計時して、判定手段で用いた閾値に応じて一定の継続時間に達すると信号を出力する。

【0012】また、使用者の体格等の身体特徴を踏まえて、記憶手段に記憶された閾値の設定を設定値変更手段によって変更する。

【0013】

【実施例】以下本発明の実施例を添付図面に基づいて説明する。

【0014】図1は、本発明の第1の実施例の概観図である。11は寝具（以下ベッドと呼ぶ）の上には体動検知手段として圧電素子12a～12eが設置されている。圧電素子はポリフッ化ビニリデン（PVDF）等の高分子圧電材料を薄膜状にし、両面に可とう性の電極膜



を付着させテープ状に成形されたものである。ベッドに就寝者が横たわった場合、これらの体動検知手段の中で12aは背中に、12cは腰部に、12eは足元に位置するように取り付けられている。圧電素子12a~12eの信号は回路ユニット13に接続されている。

【0015】次に、図2は第1の実施例のブロック図である。図2において、14は信号変換手段で、15はリリーススイッチで体動検知手段12a~12eのいずれかひとつの信号が得られるようになっている。16はローパスフィルタで入力された体動検知手段からの信号を特定の周波数のみ通過させる。17は増幅器、18は整流器、19は積分器である。20は記憶手段で、21は判定手段である。

【0016】上記実施例の構成による作用を以下に説明する。図1に示しているように圧電素子は薄膜のテープ状であるので、ベッド11に設けるのが簡単である。図2において人がベッド11に入ると入床時の体動や寝返り、心臓の拍動や呼吸による身体の細かな体動によって生じた振動で圧電素子は変形を受け、圧電効果により電圧が発生し、信号を出力する。この出力信号はローパスフィルタ16を通過し、増幅、整流された後、積分器19によって積分される。実際の場面での積分器19の出力信号を図3に示す。図に示したように入床、離床や寝返りなどの粗体動が起こった場合は大きな出力があり、在床して安静状態の場合は人体の心拍、呼吸に伴う細体動によりレベルの低い出力が得られ、離床していると出力がゼロとなる。すなわち、就寝時ベッド11上に人体が存在する限り少なくとも上記のような人体の心拍、呼吸に伴う細体動によりレベルの低い出力が得られる。このことを利用して、判定手段21では、体動検知手段12a~12eのうちどの信号が入力されているのかという情報を受けとり、各々の体動検知手段に対応した閾値VaとVbを記憶手段20からとりこみ、信号変換手段14からの出力がVaとVbの範囲内にあれば細体動、Vbより大きければ粗体動であると判定する。この判定結果を用いて、例えば、粗体動のあった部分と無かった部分をディスプレイに表示したり、身体各部位に相当するLED表示を行ったりして、粗体動のない床ずれ部位の報知ができる。

【0017】上記作用により、身体各部位に対応した体動の出力レベルに合わせた判定閾値が記憶されているので、身体各部位の体動レベルに応じた判定結果がえられ、床ずれの報知も精度の高いものが得られる。

【0018】次に図4に示した本発明の第2の実施例について説明する。ここでは、第1の実施例に加えて22の計時手段を設けたものである。各々の体動検知手段に応じた判定手段21の判定結果を受けて判定手段21で用いられた閾値に応じて一定の時間継続すると信号を出力する。例えば、大きなレベルの細体動が生じる部位には高い閾値を用いるが、細体動の閾値が高いことから、

大きな力のかかっている部位であることがわかるので、長時間粗体動が生じないでいると床ずれになる危険性も高いので短時間で信号を出力する。逆に、小さなレベルの細体動の閾値を用いる部位であれば、高い閾値を用いるよりも比較的長い間粗体動がない場合に信号を出力する。なお、この出力は、介護者へ、時間と部位に関する情報として、例えばパソコンのディスプレイ等に表示したりして報知できるような構成にしてもよい。

【0019】上記作用により、細体動の継続時間が一定時間を超え、床ずれの危険性が時間経過にそって判るので、介護者が被介護者にたいして、体動をさせてやるタイミングが即時に判るので床ずれ防止に有効である。

【0020】次に図5に示した第3の実施例について説明する。ここでは、第2の実施例に加えて23の設定値変更手段を加えたものである。第3の実施例では記憶手段20に設定値変更手段23を付加してある。よって就寝者の身体的特徴に併せて、例えば就寝者が小柄な人であれば、記憶手段20に記憶された閾値のうち、12eを足の部分と仮定して設定していた閾値を、設定値変更手段23において、12dの体動検知手段に対応する閾値を足の部分の閾値に変更することが可能となる。

【0021】上記作用により、就寝者によって体動の判定の精度が異なることなく、確実な体動の判定が可能になるので、個人差にも対応できる床ずれ防止の報知が可能となる。

【0022】なお、本実施例では体動検知手段をベッドに設けたが、マットレスや、ベッドパッド、シーツ、敷毛布等の寝具に内蔵してもよい。

【0023】さらになお、これらの情報を寝返りをうたせることのできるベッドや、床面に接する部分のマッサージ等を行えるベッド等の寝具に流し、細体動しかなく粗体動の生じない部位や、細体動の継続時間が一定時間を超えた部位について、寝返りや、寝返りに相当する効果をもたせるマッサージ等を施すようにしてもよい。

【0024】

【発明の効果】以上説明したように本発明の就寝装置によれば次の効果が得られる。

【0025】身体各部位で生じる、人の心臓の活動や呼吸活動により発生した寝具を伝搬する微小な振動を細体動として、また寝返りなどの体動を粗体動として検出できる体動検知手段を用い、発生する身体各部位での身体各部位に対応した体動判定の閾値を記憶部に記憶しておき、その閾値を用いて判定されるので、より確実な体動の情報が得られる。すなわち、体動の無い部位、つまりは、床ずれ部位についてのより精度の高い報知が可能になる。

【0026】また、部位に対応して細体動の継続時間の計時を行うので、被介護者に床ずれを生じさせないように介護者がケアをおこなうべきタイミングがわかるという介護者にとってより有効な情報が得られる。

【0027】また、体動判定の閾値の変更ができるので、被介護者の身体的な個人差に対応した床ずれ報知が可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例における就寝装置の概略図

【図2】同装置のブロック図

【図3】同装置の積分器からの出力波形図

【図4】本発明の第2の実施例における就寝装置のブロック図

\*【図5】本発明の第3の実施例における就寝装置のブロック図

【図6】従来の就寝装置のブロック図

【符号の説明】

12 体動検知手段

14 信号変換手段

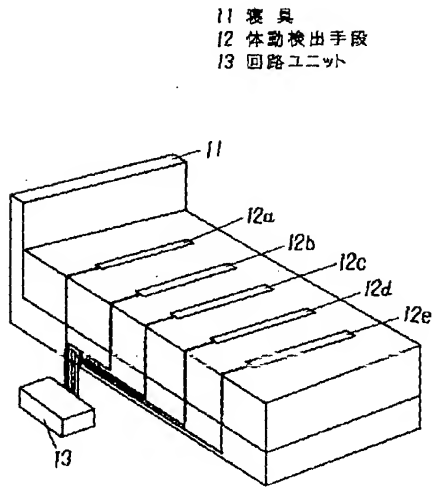
20 記憶手段

21 判定手段

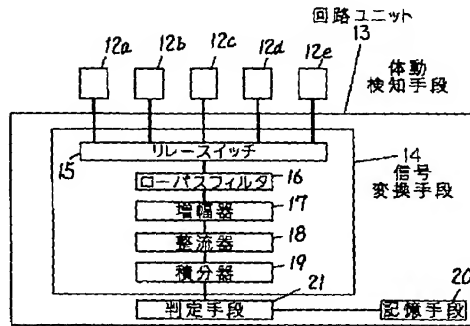
22 計時手段

\*10 23 設定値変更手段

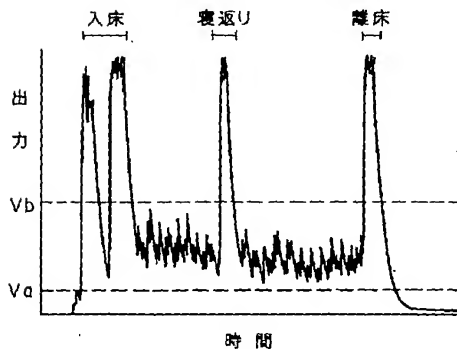
【図1】



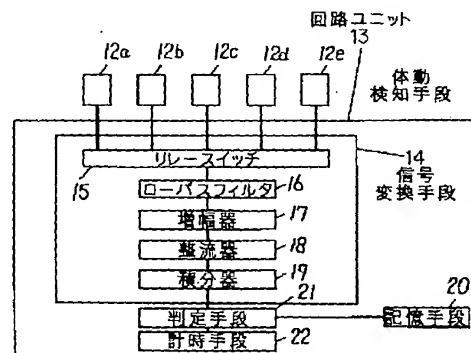
【図2】



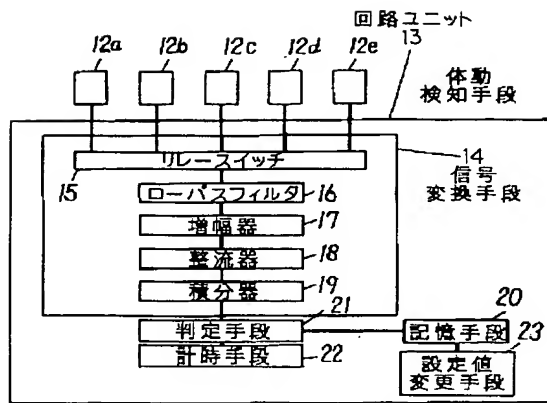
【図3】



【図4】



【図5】



【図6】

